

**(10) UTILITY MODEL BULLETIN**

(44) Date of Publication 2/15/1972

(Total 3 pages)

1

2

**(54) Endoscope**

(21) Utility Model Application No.: S42-3660

(22) Date of Application: 1/14/1967

(72) Inventor: Yukinori Karasawa  
2-76 Totoriki-cho,  
Tamagawa, Setagaya-ku,  
Tokyo

Takashi Fujiyama  
2978 Jindaiji, Chofu-shi

Hachishichiro Oguro  
5-1-1 Chikuchi, Chuo-ku,  
Tokyo  
National Cancer Center,  
Bldg. C-12

(71) Applicant: Sugiura Laboratory, Inc.  
339 Seta-cho, Tamagawa,  
Setagaya-ku, Tokyo

Representative: Patent Agent, Nakai

**Brief Description of Illustrations**

Figure 1 is a planar view of the head of the endoscope in one example of the embodiment of this invention; Figure 2 is a view of only the configuration of the optic system used for observation and photography in the endoscope in this example of embodiment; the endoscope and ancillary photographic device and vision device components are not shown.

**Detailed Description of the Invention**

When photographing intravital images using an endoscope, using normal exposure meters to determine appropriate exposure conditions is made difficult mainly for two reasons. First, it is difficult to integrate an exposure meter into the diminutive structure of an endoscope designed to be inserted into the narrow spaces inside a living organism. Second, since intravital photography in which the heat generated from strong illumination during photography causes the subject discomfort when applied during previous observation, low-level illumination is normally applied during observational examinations and the high-level of the abovementioned illumination is applied over an extremely short period of time to take a photographic image. Therefore, since measurements of the subject area under low-level illumination during observational examination are not directly beneficial to the determination of appropriate exposure during photography and

it is difficult to provide equal exposure rate for all endoscopes before and after switching to convert to high-illumination, almost all attempts to determine appropriate exposure conditions under the illumination during pre-photograph examination result in failure.

To find a solution, the inventors researched methods for inserting the currently existing fibroscope endoscope into a living organism, such that the brightness of the image during photography of the subject area can be received outside of the living organism using a photoconductor such as cadmium sulfide passed through the abovementioned fibroscope, and then the concept of the electronic shutter can be used to automatically determine the appropriate exposure time, applying an electric current as an illuminant for the duration of the exposure time only, and automatically stopping the supply of the abovementioned illuminant current at the end of the prescribed exposure time.

While the results of the abovementioned research left the inventors with a strong sense of satisfaction, the following defects remain. In other words, the brightness of the image of the subject organism transferred outside the body of the organism through the fibroscope decreases not only as a result of absorption by the fiber or other inductive optical system, but because the diminishing brightness of the beam of light is divided into two parts using a semi-transparent mirror, etc., such that one side of the divided beam is cast on the photoconductor to control the illumination time for the photograph taken with the remaining side of the divided beam, causing a significant reduction of the amount of illumination used for time constant circuit control and photo imagery. Even though the illumination time can be considered short, even if the brightness of the photo imagery executed inside the head of the endoscope is increased to compensate for this defect, since illumination of more than 1/10 of a second is sometimes necessary, the living organism can sometimes be caused discomfort due to the high level of heat generated.

In this invention, the abovementioned photoconductor is integrated in the head of the endoscope that is inserted into the living organism, and the endoscope is configured such that the photo lens can receive the brightness of the subject organism at a point close to the lens and the lead wire of the abovementioned photoconductor can be passed through the flexible tube of the endoscope to the outside of the living organism where the current supply time for the photo illumination source can be controlled using the same concept as that implemented in electronic shutters. In so doing, since the abovementioned photoconductor receives the brightness from the subject organism directly, not only can a sufficient amount of illumination be achieved, but the amount of illumination for photo imagery will not be diminished as a result of measurement of exposure, thus providing enough light to the photosensitive film. 76-3

Using the illustrations describing the example of

3

embodiment of this invention, as shown in Figure 1, the endoscope is equipped with a photo lens 2 on the side of the head inserted into the living organism and the abovementioned photoconductor 3 and a spotlight booth for illumination lamp 4 at its nearest point. As shown in Figure 2, the inside of the abovementioned photo lens 2 is equipped with a built-in reflective prism 5 in the abovementioned insertion head, such that the light image of the subject organism can be transmitted to the outside of the living organism via the fiberscope 6 inside the flexible tube of the endoscope to produce an image on the photosensitive surface of film 8 using lens 7, etc. The area between the abovementioned lens 7 and film 8 is equipped with the kind of obliquely positioned movable reflective mirror 9 used in single-lens reflex cameras, such that in its normal state the image of the photographic object formed on the film surface is reflected by the abovementioned mirror 9 to form an image on the bottom surface of lens 10, allowing the focused image to be observed via pentagonal roof prism 11 and ocular lens 12.

In this fashion, the endoscope is inserted into the living organism, lamp 4 is lit at a low voltage to allow the object image illuminated at the time inside the specified living organism to be observed outside the organism as described above. Executing an operation equivalent to release in order to take a photo image here will cause lamp 4 to switch to high voltage such that the object image is lit at high illumination while reflective mirror 9 rises to form an image of the light image of the photographic subject on the surface of the film. At the same time, even if the photoconductor senses the brightness of the photographic subject, the concept of electronic shutters is used to supply the high voltage illumination current only for the appropriate period of time, such that after a given amount of time, the current is cut off. Reflective mirror 9 simultaneously lowers to cut off the light

4

transmitted to the film. Therefore, photoconductor 3 operates only during photo imagery. In the case of endoscopes using fiberscopes as described in Figure 2 as well, since the lead wire from photoconductor 3 is simply added to the flexible tube, the size of the flexible tube does not especially increase and production costs can be reduced overall. In addition, in the case of endoscopes used for mass screening, for example, where the images of the photographic subjects are not transmitted outside the living organism using a fiberscope, etc., and the photographic film magazine is stored inside the insertion head 1, such that only the light position of examination lamp 4 is ascertained from outside the living organism to determine photographic position, since the fiberscope is omitted from the flexible tube, the diameter of the abovementioned flexible tube can be remarkably reduced, operation becomes easier and the subject experiences less discomfort.

#### Scope of Claims for Utility Model Registration

An endoscope equipped on the side of the endoscope head inserted into a living organism with a spotlight booth for an illumination lamp designed to allow switching of the voltage of the illumination source current during examination and photo imagery and a photoconductor at a location near the lens used for photo imagery, and configured such that the lead wire from the abovementioned photoconductor is passed to the outside of the living organism via the flexible tube of the endoscope to increase the illumination of the abovementioned lamp to begin photo imagery, while the abovementioned photoconductor inserted into the time constant circuit is controlled to measure the appropriate exposure time, automatically cutting off the supply of current to the abovementioned lamp at the end of the exposure time.

Figure 1.

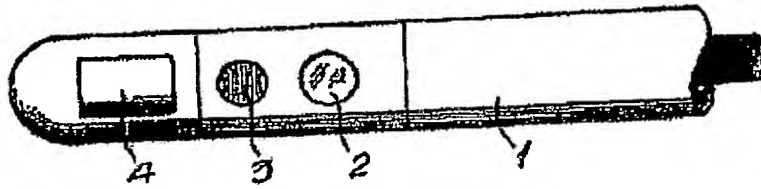
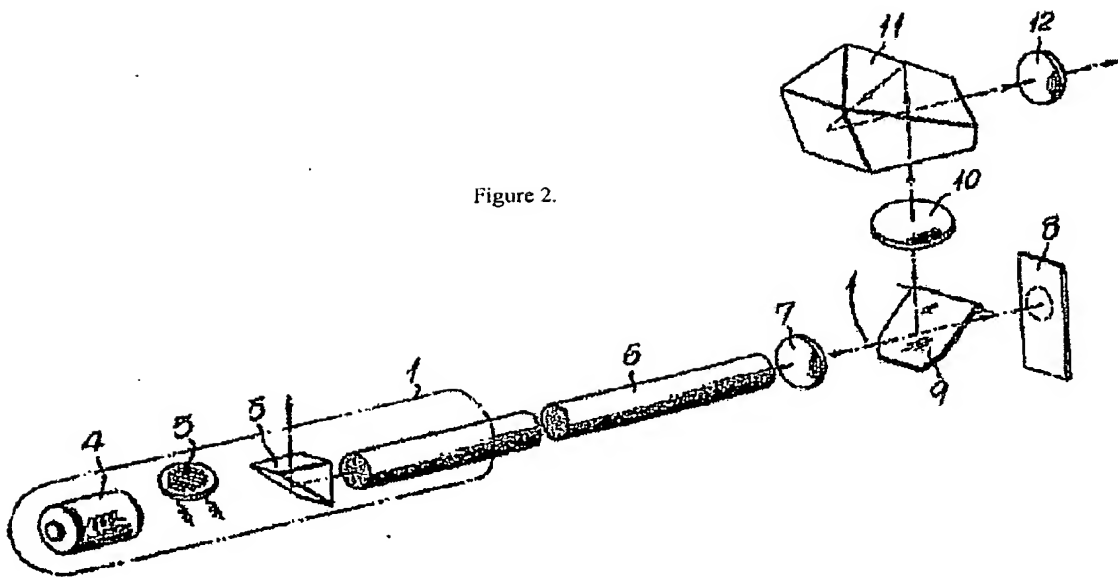


Figure 2.



⑤Int Cl  
G 03 b  
A 61 b

⑥日本分類  
103 C 23  
94 A 11

日本国特許庁

⑩実用新案出願公告

昭47-4376

## ⑩実用新案公報

④公告 昭和47年(1972) 2月15日

(全3頁)

1

### ⑥内視鏡

①実 願 昭42-3660  
②出 願 昭42(1967) 1月14日  
③考 案 者 柄沢之則  
東京都世田谷区玉川等々力町2の  
76  
同 藤山隆  
調布市深大寺町2978  
同 小黒八七郎  
東京都中央区築地5の1の1国立  
ガンセンター官舎C-12号  
⑦出 願 人 株式会社杉浦研究所  
東京都世田谷区玉川瀬田町339  
代 理 人 弁理士 中井一鶴

### 図面の簡単な説明

第1図は本案を実施した内視鏡の一例における  
検診頭部の平面図、第2図は同上内視鏡における  
観察および写真撮影用光学系の配置のみを示した  
ものであり、内視鏡並びにこれに附属する写真撮  
影装置および観察装置部の外郭の描写は省略され  
ている。

### 考案の詳細な説明

内視鏡を用いて生体内の写真撮影を行う場合、  
一般の露光計を用いて適正露光条件を決定しよう  
としても次の主な二つの原因に基いてその実施が  
困難となる。その一つは生体内の狭い空間を通じ  
て出し入れしなければならぬ小さい内視鏡の中に  
露光計を組み込むことは構造的に困難である。他の  
一つの原因は、内視鏡による生体内の写真撮影に  
おいては、撮影時における高度照明を、その前の  
観察時にも与えるときは、高熱のために被検生体  
が苦痛を訴えるので、検診観察時には低照度の照  
明を与え、写真撮影に移るとき上記照明を極めて  
短時間高照度照明に取替えるのが普通である。従  
つて検診観察時にその低照度照明下における被検  
部の明るさを測定しても、それは撮影時における  
適正露光条件を決定する上には直接役に立たず、

2

これを切替後の高照度照明に換算しようとしても  
切替前後の照度の比率を総ての内視鏡に互つて等  
しく作るということの困難なために、撮影前の検  
診時における照明下に適正撮影条件を決定しよう  
とする試みは殆ど失敗に終るということである。

そこで本考案者はファイバースコープを使用し  
た既知の内視鏡を生体内に挿入し、上記ファイバ  
ースコープを通じて生体外に誘導された被検部の  
写真撮影時における像の明るさを硫化カドミウム  
のような光導電体で受けて、電子シャッターの原  
理に基き適正露光時間を自動的に決定し、その時  
間だけ撮影のための光源用電流を流し、決定され  
た露光時間後に自動的に上記光源用電流の供給を  
絶つことを考えて、その方法の研究を重ねた。

上記の研究の結果は本考案者の期待を大いに満  
足させてくれたけれども猶次の欠点が残された。  
即ちファイバースコープを通じて生体外に導き出  
された被検生体の像の輝度は上記ファイバー等の  
誘導光学系による吸収等のために低下しているば  
かりでなく、更にその輝度の低下した光束を半透  
鏡等を用いて二つに分割し、その一方の分割光を  
光導電体に当てて残る他方の分割光による写真撮  
影用照明時間の制御を行わせるのであるから、時  
定数回路制御用の光量および撮影用光量が何れも  
甚しく低下する。この欠点を補おうとして内視鏡  
頭部内における撮影用照明光の輝度を高くしよう  
とすると、その照射時間は短いとは云つても、時  
に数秒以上の照射を必要とすることもあるので生  
体は高熱のために苦痛を訴えることになる。

そこで本案では前記光導電体を内視鏡における  
生体への挿込み頭部内に組み込み、撮影レンズの側  
近において被検生体の明るさを受けるとし、  
上記光導電体からのリード線は内視鏡の可撓管内  
を通じて生体外に導き出し、同生体外において撮  
影用照明光源のための電流供給時間を電子シャッ  
ターと同様の原理に基いて制御するようにした。  
こうすれば上記光導電体は被検生体の明るさを直  
接受けるのであるから十分な光量に照射されるば  
かりでなく、写真撮影のための光量も亦、上記測

3

光のために削減されることがないから十分な光を感光フィルムに与えることができる。76-8

本案の一実施例を示す図面について内視鏡の構造を説明すると、第1図に示すように生体への挿込み頭部1の側面には撮影レンズ2、その側近に前記光導電体3および照明灯4の投光窓が設けられる。上記撮影レンズ2の内方には第2図に示されるように、前記挿込み頭部1内に反射プリズム5が内蔵せられ、被検生体の光像は同内視鏡の可撓管内に設けられたファイバースコープ6を通じて生体外に導かれ、レンズ7等を介してフィルム8の感光面に結像するようになっている。上記レンズ7とフィルム8の間には一眼レフカメラにおける同様の可動反射鏡9が斜設されており、常態ではフィルム面に結像せらるべき被写体像が上記鏡9に反射せられてレンズ10の下面に結像しそのピント像が屋根型五角プリズム11および接眼レンズ12を介して観察されるようになっている。

そこで内視鏡が生体内に挿入せられ、ランプ4が低電圧に点灯せられて所要の生体内を照明するそのときの被写体像は上述の如くして生体外において観察せられる。今、撮影を行おうとしてリリーズに相当する作動を行うと、これと連動してランプ4の電圧が高圧に切替えられ高照度をもつて被写体を照射すると同時に、反射鏡9が跳上り被写体の光像はフィルム面に結像する。これと同時に光導電体3が被写体の明るさを感じても電子シャッターの理論に基き適正時間だけランプに照明用高電圧の電流を供給し、一定時間後にその電

4

流を遮断する。これと同時に反射鏡9が降下してフィルムへの撮影光を遮断する。従つて光導電体3は撮影のときのみ作動するようになっているものとする。第2図のようにファイバースコープを使用している内視鏡においても、光導電体3からのリード線が内視鏡の可撓管内に附加せられるだけであるから可撓管の大きさが特別に増大するということではなく、全体として製作費用も低減せられる。又被写体像をファイバースコープ等を用いて生体外に誘導することなく、撮影用フィルムマガジンは挿込み頭部1内に収容し、検診用ランプ4の点灯位置のみを生体外から見定めて撮影態位を決定するような、例えば集団検診用内視鏡の場合は、ファイバースコープが可撓管から除かれるので上記可撓管の径が著しく小さいものになり、従つて操作も楽になり、被検者も不快感を受けることが少くなる。

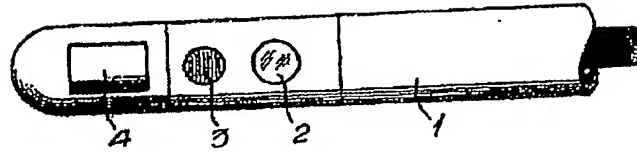
#### 実用新案登録請求の範囲

内視鏡における生体内への挿込み頭部の側面に検診時と写真撮影時とは光源電流の電圧を切替えるようにした照明ランプの投光窓と写真撮影用レンズと同レンズの側近位置に光導電体とを取付け、上記光導電体からのリード線を内視鏡の可撓管内を通じて生体外に導き出し、上記ランプの照度を高めて撮影を開始すると同時に、時定数回路内に挿入せられている上記光導電体の制御により適正露光時間を測定し、同露光時間の経過後、自動的に前記ランプへの電流供給を断つようにした内視鏡。

(3)

実公 昭47-4376

才 1 図



才 2 図

